

Universidade de Lisboa
Faculdade de Medicina Dentária



**Efeito das condições de fotopolimerização na
microdureza de um cimento de resina fotopolimerizado
através de cerâmicas de dissilicato de lítio.**

David Garcia Cidade Francisco

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2014

Universidade de Lisboa
Faculdade de Medicina Dentária



**Efeito das condições de fotopolimerização na
microdureza de um cimento de resina fotopolimerizado
através de cerâmicas de dissilicato de lítio.**

David Garcia Cidade Francisco

Dissertação orientada pela Doutora Isabel Gomes

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2014

*“It's unbelievable how much you don't
know about the game you've been
playing all your life.”*

(Mickey Mantle)

Agradecimentos

Expresso os meus sinceros agradecimentos a todos aqueles que de alguma forma tornaram possível a realização deste trabalho.

À Doutora Isabel Gomes, minha orientadora, dirijo um especial agradecimento por toda a disponibilidade, paciência e incentivo que me concedeu na realização deste estudo laboratorial. Não esqueço o apoio prestado em todos os momentos deste trabalho.

Ao Professor Jaime Portugal, pelas sugestões que sem dúvida alguma contribuíram para o enriquecimento e rigor deste estudo.

Aos meus colegas e amigos, Duarte, João, Luís e Mariana por todas as experiências partilhadas e por todos os bons momentos partilhados ao longo deste percurso.

A todos os meus amigos, pela amizade, carinho, suporte e todos os momentos passados.

Finalmente à minha família, principalmente aos meus pais, irmã e avó, pelo seu apoio incondicional, valores transmitidos e por todo o esforço para o meu sucesso.

Resumo

Objetivo: Determinar a influência do tempo de exposição e da translucidez das cerâmicas de dissilicato de lítio na polimerização de um cimento de resina fotopolimerizável.

Materiais e métodos: Foram realizados discos de cerâmica IPS e.max a partir de lingotes HT A4 e MO 4. Através destes discos foi realizada a fotopolimerização de um cimento de resina durante 10, 20, 30 ou 40 segundos com um LED (1400 mW/cm²). Foram realizados cinco espécimes de cimento por grupo (n=5). A avaliação do grau de conversão foi realizada por testes de microdureza Knoop, imediatamente após a fotopolimerização. Os dados foram tratados com um teste ANOVA de duas dimensões, seguindo-se testes estatísticos post-hoc, pelo método de Tukey, $\alpha=0,05$. Adicionalmente foi realizado um grupo de controlo através de fotopolimerização direta, durante 60 segundos.

Resultados: Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ($p<0,05$) nos tempos de fotopolimerização, mas não foram encontradas diferenças ($p\geq 0,05$) na translucidez das cerâmicas na microdureza do cimento. O tempo de fotopolimerização de 40 segundos obteve a maior microdureza. Não foi registada qualquer interação entre os fatores estudados.

Conclusões: De acordo com os resultados deste estudo *in vitro*, pode concluir-se que quanto maior o tempo de exposição, maior o grau de conversão do cimento de resina independentemente da translucidez da cerâmica de dissilicato de lítio.

Palavras-chave: cimento de resina; fotopolimerizador LED; microdureza Knoop; grau de conversão; dissilicato de lítio.

Abstract

Objective: The purpose of this study is to evaluate how light irradiation time and translucency of lithium disilicate ceramics effect the polymerization of a resin luting cement.

Materials and Methods: IPS e.max ceramic discs were made from ingots HT A4 and MO4. Photopolymerization was performed through these discs in different times, 10, 20, 30 and 40 seconds with a LED (1400mW/cm²). Five evaluations were made per group (n=5). The evaluation of the degree of conversion was performed by Knoop microhardness tests immediately after the polymerization process. Data was analyzed with a two-way ANOVA followed by the Tukey post-hoc test. Statistical testing was performed at a 5% level of significance. The control group was realized by direct photopolymerization, during 60 seconds.

Results: The data reveals a statistically significant difference ($p < 0.05$) between the duration of irradiation and the hardness of the formed cement. No statistically significant was identified between the translucency of the ceramic discs and the hardness of the formed cement. There was also no correlation between the duration of irradiation and the translucency of the ceramic disks.

Conclusions: This in vitro study identifies that longer irradiation times lead to a greater degree of polymerization of the resin luting cement irrespective of the translucency of the lithium disilicate ceramic.

Key-words: resin luting agent; LED dental curing light; Knoop microhardness; degree of conversion; lithium disilicate.

Índice

Agradecimentos	i
Resumo	iii
Abstract	iv
Índice de tabelas	vii
Índice de figuras	viii
Introdução.....	1
Objetivos	5
Materiais e métodos	6
Realização dos espécimes de cerâmica	6
Realização dos espécimes de resina.....	7
Avaliação da microdureza	10
Análise da transmissão de luz	11
Análise estatística.....	11
Resultados	12
Discussão.....	18
Conclusões.....	22
Referências Bibliográficas	23
Anexo A – Tabelas.....	I
Anexo B – Figuras	VI

Índice de tabelas

Tabela 1: Estatística descritiva dos valores de microdureza Knoop (KHN).....	14
Tabela 2: Estatística descritiva dos valores de transmissão de luz (mW/cm^2).....	14
Tabela 3: Análise de variância (ANOVA) com uma variável dependente (microdureza Knoop) e duas variáveis independentes (translucidez da cerâmica e tempo de exposição).....	16
Tabela A 1: Matérias utilizadas na realização dos discos de cerâmica.....	II
Tabela A 2: Valores absolutos de microdureza Grupo 1	II
Tabela A 3: Valores absolutos de microdureza Grupo 2	II
Tabela A 4: Valores absolutos de microdureza Grupo 3	II
Tabela A 5: Valores absolutos de microdureza Grupo 4	III
Tabela A 6: Valores absolutos de microdureza Grupo 5	III
Tabela A 7: Valores absolutos de microdureza Grupo 6	III
Tabela A 8: Valores absolutos de microdureza Grupo 7	III
Tabela A 9: Valores absolutos de microdureza Grupo 8	IV
Tabela A 10: Valores absolutos de microdureza Grupo 9.....	IV
Tabela A 11: Valores absolutos de transmissão de luz cerâmica HT A4	IV
Tabela A 12: Valores absolutos de transmissão de luz cerâmica MO 4	IV
Tabela A 13: Teste de Shapiro-Wilk para avaliação da normalidade.....	V
Tabela A 14: Teste de Levene para avaliação da homogeneidade de variâncias	V
Tabela A 15: Teste post-hoc pelo método de Tukey para os valores de microdureza.....	V

Índice de figuras

Figura 1: Posicionamento dos discos no cilindro de injeção	6
Figura 2: Inserção do lingote de cerâmica no cilindro de revestimento e a Máquina de Injeção Programmat EP 5000	7
Figura 3: Desinclusão da cerâmica usando jacto de óxido de alumínio e os discos obtidos	7
Figura 4: Colocação do cimento de resina	8
Figura 5: A – Fotopolimerizador bluephase® 20i; B – Radiómetro bluephase® meter .	8
Figura 6: Cimento de resina Variolink®II	9
Figura 7: Distribuição dos grupos Segundo o tempo de exposição e o tipo de cerâmica interposta	9
Figura 8: Microdurómetro Duramin 5	10
Figura 9: Medição da maior diagonal da indentação deixada na superfície do cimento de resina.....	10
Figura 10: Radiómetro digital com cerâmica interposta para registo da transmissão de luz.....	11
Figura 11: Valores médios (desvio padrão) de microdureza Knoop (KHN) para os diferentes tempos de exposição e diferentes tipos de cerâmica interposta.	15
Figura 12: Valores médios (desvio padrão) de microdureza Knoop (KHN), comparando os diferentes tempos de exposição, independentemente do tipo de cerâmica interposta. Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significativas entre grupos	16
 Figura B 1: Imagem de microscopia ótica com ampliação 40x (Duramin 5, Struers AVS) do cimento de resina após diferentes tempos de exposição e diferentes tipos de cerâmica interposta. A – grupo controlo; B – Cerâmica HT A4 e 10 segundos de exposição; C – Cerâmica MO 4 e 10 segundos de exposição; D – Cerâmica HT A4 e 20 segundos de exposição.	VII

Abreviaturas

LASER – amplificação da luz por emissão estimulada de radiação (*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*)

LED – díodos emissores de luz (*Light-Emitting Diode*)

ANOVA – análise de variância (*Analysis Of Variance*)

Símbolos

% - percentagem

n – tamanho da amostra

p – significância estatística

Unidades

gf – unidade de força (grama-força)

KHN - unidade de microdureza Knoop (*Knoop Hardness Number*)

mW/cm^2 – unidade de intensidade de radiação (microwatt por centímetro quadrado)

mN – unidade de força (milinewton)

Introdução

A evolução da Medicina Dentária tem sido no sentido do desenvolvimento de alternativas livres de metal (Touati e Miara 1993). As coroas em cerâmica pura apresentam diversas vantagens em relação às coroas metalocerâmicas, tais como, a estética, o desgaste do dente oponente, que é menor com cerâmica de baixa fusão, ou seja cerâmicas puras do que com cerâmicas convencionais e a toxicidade e o potencial alergénico da cerâmica é muito menor do que o metal (Christensen 1999).

Cerâmicas puras fornecem uma estética superior porque permitem transmissão de luz, reflexão da luz, reproduzindo a translucidez e cor, mimetizando os dentes naturais (Touati e Miara 1993). Existem vários sistemas comerciais disponíveis de cerâmicas puras.

A utilização de facetas de cerâmica tem como indicação a alteração da cor, forma e posição dos dentes anteriores e está a tornar-se cada vez mais popular. O sucesso deste tipo de restaurações é de certo modo determinado pela força e durabilidade da ligação estabelecida criada entre a superfície dentária, o cimento e a faceta (Peumans, et al. 2000).

O sucesso clínico das reabilitações em prótese fixa e das facetas é multifatorial (Cook 1982). As variáveis que contribuem para uma reabilitação previsível e durável incluem o cimento, o seu mecanismo de polimerização, a unidade de polimerização e a natureza e espessura do material cerâmico (Rasetto, et al. 2004).

Quanto à classificação dos materiais cerâmicos, estes representam um grupo de materiais inorgânicos não-metálicos (Leinfelder e Lemons 1988; Mclean 1980), que são frequentemente divididos em dois grupos: óxidos e silicatos (Fons-Font, et al. 2006).

As cerâmicas de silicatos têm como componente básico, o dióxido de sílica e para além deste, têm ainda quartzo, feldspato e kaolino, sendo estes materiais heterogéneos compostos por cristais rodeados por uma fase vítrea. Tendo por base a sua composição, as cerâmicas de silicato podem ser classificadas como cerâmicas feldspáticas ou aluminosas (Fons-Font, et al. 2006). As cerâmicas feldspáticas subdividem-se ainda em cerâmicas feldspáticas convencionais e de alta resistência. A cerâmica feldspática convencional oferece um elevado nível de estética, no entanto, tem

como maior problema a sua baixa resistência à fratura. As cerâmicas feldspáticas de alta resistência subclassificam-se ainda em cerâmica feldspática reforçada com cristais de leucite e cerâmica feldspática reforçada com óxido de lítio. A cerâmica feldspática reforçada com cristais de leucite apresenta um aumento da resistência à fratura sem diminuir significativamente a translucidez através da distribuição perfeita dos cristais de leucite na matriz vítrea (Fons, et al. 2001). A cerâmica feldspática reforçada com óxido de lítio, graças à adição de partículas cristalinas, aumenta a resistência a forças de flexão, devido ao seu volume e ao aumento do tamanho dos cristais após pressão, o que contribui também para uma microestrutura mais homogênea (Fons-Font, et al. 2006).

As cerâmicas aluminosas são indicadas para coroas de revestimento total (McLean e Kedge 1988). As cerâmicas aluminosas pertencem ao mesmo que as cerâmicas de óxido de alumina convencionais, no entanto, a proporção de óxido de alumina nestes casos não excede os 50% (Fons-Font, et al. 2006).

As cerâmicas de óxidos podem ser formadas por óxidos simples ou por óxido de alumina, dióxido de zircónia e de titânio ou ainda por óxidos mais complexos como ferrite e spinel. Devido à grande opacidade são utilizadas na infraestrutura de restaurações cerâmicas (Pröbster 1998) (Fons-Font, et al. 2006). As cerâmicas de óxidos dividem-se em cerâmica de óxido de alumina e cerâmica de óxido de zircónia. As cerâmicas de óxido de alumina contêm partículas de óxido de alumina, que leva a uma elevada resistência a forças de flexão. As cerâmicas de óxido de zircónia têm uma infraestrutura formada por uma massa de cristais compactados e praticamente fundidos, levando a uma quase ausência de porosidade. A zircónia reforça a cerâmica graças ao seu elevado módulo de resistência à fratura e à sua dureza (Fons-Font, et al. 2006).

Os cimentos de resina são utilizados para cimentação de cerâmicas puras, uma vez que asseguram forças de ligação altas (Rosentiel, Land e Crispin 1998), a sua translucidez e mínima espessura fornecem ótima estética, melhora a resistência da cerâmica à fratura e melhora também a retenção de reabilitações em cerâmica pura (Malament e Socransky 2001). Apesar das vantagens da cimentação com cimentos de resina é também possível cimentar as cerâmicas reforçadas por óxidos com cimentos convencionais, tais como o ionómero de vidro e o fosfato de zinco (Oden, et al. 1998).

A polimerização dos cimentos de resina pode ser feita quimicamente, por ativação da luz ou por ambos os mecanismos simultaneamente (polimerização dupla). A maioria dos cimentos de resina hoje em dia é de polimerização dupla. Cimentos de resina polimerizados exclusivamente pela luz são menos comuns devido à potencial polimerização incompleta debaixo da restauração, e a sua indicação é a cimentação de facetas (Anusavice 2013). A vantagem dos cimentos fotopolimerizáveis é a sua estabilidade cromática (Myers, Caughman e Rueggeberg 1994) e o tempo de trabalho (Hekimoglu, Anil e Etikan 2000), no entanto, uma polimerização adequada do cimento é essencial para garantir que este atinge propriedades adesivas e um selamento marginal aceitável, prevenindo a microinfiltração (Asmussen 1982). A espessura e a cor das cerâmicas puras afecta o grau de polimerização dos cimentos fotopolimerizáveis. Geralmente, quanto mais espessa a peça protética e quanto mais escura a cor, mais crítica se torna a intensidade da incidência de luz para atingir uma polimerização ótima do material (Myers, Caughman e Rueggeberg 1994). Em particular, a quantidade de luz que atravessa a cerâmica afeta o potencial de polimerização do material (O’Keefe, Pease e Herrin 1991; Chan e Boyer 1989).

Atualmente, o Médico Dentista tem ao seu dispor vários tipos de aparelhos fotopolimerizadores, sendo eles os fotopolimerizadores de halogéneo, LASER (*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*), arco de plasma e LED (*Light-Emitting Diode*). Os aparelhos fotopolimerizadores de halogéneo eram até há pouco tempo, os mais utilizados pelos Médicos Dentistas (Bayne 2005). No entanto, estes fotopolimerizadores apresentam diversas desvantagens, tais como uma diminuição progressiva da intensidade da radiação luminosa produzida e um tempo de vida útil curto (Mavropoulos, et al. 2005). Os fotopolimerizadores LASER apareceram no início da década de 1990, prometendo uma redução drástica de tempo dispendido na polimerização de resinas, no entanto, o seu elevado preço, o grande peso e volume levaram à sua escassa utilização em Medicina Dentária (Oesterle, Newman e Shellhart 2001).

Recentemente, têm sido desenvolvidas unidades de polimerização com potência mais elevado – fotopolimerizadores de arco de plasma - para diminuir o tempo requerido para a polimerização dos cimentos resinosos. Os fabricantes destas unidades defendem que uma polimerização adequada de 2mm de espessura pode ser atingida em

3 a 5 segundos, comparando aos 40 segundos necessários com uma luz de polimerização convencional. A literatura, no entanto, tende a entrar em conflito com estas afirmações (Peutzfeldt, Sahafi e Asmussen 2000).

Os fotopolimerizadores LED foram os últimos a serem introduzidos em Medicina Dentária (Mills 1995). Devido ao seu baixo consumo, podem ser usados como unidades portáteis (Mills, Jandt e Ashworth 1999). Apresentam ainda um tempo de vida útil mais elevado, assim como um desempenho mais estável (Wendl e Droschl 2004). Devido a todas estas características, os fotopolimerizadores convencionais têm sido substituídos por este tipo de aparelhos (Portugal 2008). O amplo espectro de emissão dos fotopolimerizadores de halogéneo permite a polimerização de uma vasta gama de compósitos, no entanto os filtros que reduzem a energia térmica são necessários para diminuir o *output* de comprimentos de onda não desejados, e libertar energia na região dos 410-500 nm do espectro visível (Rueggeberg 1999). Desvantagens associadas com a degradação destes filtros têm sido reportadas em associação com restaurações polimerizadas inadequadamente (Mills, et al. 2002). Por sua vez, os LEDs convertem eletricidade em luz mais eficientemente (Price, Felix e Andreou 2005), eliminando a necessidade de filtros para gerar luz azul. O seu comprimento de onda mais estreito está mais próximo do pico de absorção da canforoquinona (Uhl, Sigusch e Jandt 2004). Quanto à intensidade luminosa, a produção dos fotopolimerizadores de halogénio situa-se entre os 400 e os 800 mW/cm², no entanto, algumas unidades mais recentes chegam a intensidades de 1000 mW/cm². Quanto aos aparelhos LED, uma das suas limitações iniciais era a sua reduzida intensidade luminosa, no entanto, atualmente, já existem no mercado unidades com capacidade de produzir radiação luminosa com uma intensidade de 1800 mW/cm² (Portugal 2008).

O desempenho das resinas fotopolimerizáveis será determinada pela espessura, tipo e cor da cerâmica (Rasetto, et al. 2004; Soares, da Silva e Fonseca 2006; Meng, Yoshida e Atsuta 2008) e pela unidade de polimerização, tudo isto relacionado com a quantidade de luz que atravessa a peça protética para o cimento resinoso. No entanto, existem menos estudos na literatura sobre os efeitos da opacidade das restaurações em cerâmica nas propriedades dos cimentos de resina (Linden, Swift e Boyer 1991; Uctasli, Hasanreisoglu e Wilson 1994).

Objetivos

Este estudo tem como objetivo geral determinar se o tempo de exposição e translucidez de cerâmicas de dissilicato de lítio afetam o grau de conversão de um cimento de resina.

Este objetivo geral foi concretizado nos seguintes objetivos específicos.

1. Analisar a influência do tempo de exposição no grau de conversão do cimento de resina, de acordo com as seguintes hipóteses:

H_0 : O tempo de exposição não influencia significativamente o grau de conversão do cimento de resina.

H_1 : O tempo de exposição influencia significativamente o grau de conversão do cimento de resina.

2. Analisar a influência da translucidez de cerâmicas de dissilicato de lítio no grau de conversão de um cimento de resina, de acordo com as seguintes hipóteses:

H_0 : O grau de conversão não é significativamente influenciado pela translucidez.

H_1 : O grau de conversão é significativamente influenciado pela translucidez.

Materiais e métodos

Realização dos espécimes de cerâmica

Os espécimes de cerâmica foram confeccionados no laboratório de prótese dentária da Ivoclar Vivadent sediado na Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa.

Foram confeccionados discos de cerâmica a partir de dois tipos de lingotes disponíveis: Alta translucidez (HT), cor A4; Média opacidade (MO), pigmento 4. Para cada um dos grupos de cerâmicas foram realizados cinco discos.

O procedimento iniciou-se com a confecção dos discos em resina acrílica (Duralay Reliance, Dental Mfg.Co, Worth, Illinois) usando um molde em silicone putty (Aquasil Soft Putty/Regular Set, Dentsply, Surrey, United Kingdom). Os discos obtidos tinham o diâmetro de 1cm e a espessura aproximada de 0,6mm.

Os discos em resina acrílica foram unidos a condutos de cera (Wachsdraht-rund, Dentaaurum) e através destes foram fixados ao cilindro de injeção. Entre os discos foi respeitado o afastamento mínimo de 3mm e entre o disco e parede/topo do cilindro de injeção o espaço de 10mm (Figura 1).

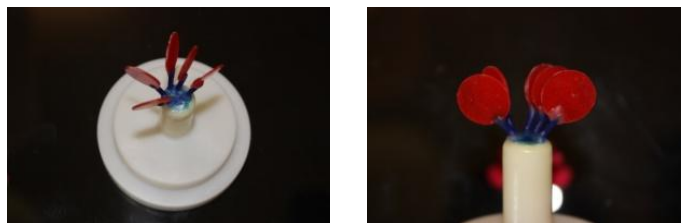


Figura 1: Posicionamento dos discos no cilindro de injeção

O cilindro de injeção foi colocado em cima de uma máquina de vibração de seguida preenchido com um revestimento aglutinado a fosfato IPS PressVEST Speed (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Após a presa do revestimento, o cilindro de injeção foi removido e o cilindro de revestimento obtido foi colocado no forno Infinity L3 (JELRUS, Florida, USA) a 850°C durante 1 hora e 15 minutos, de forma a ocorrer a carbonização e eliminação da cera e do acrílico.

Após remoção do cilindro do forno, este conjuntamente com o lingote de cerâmica foi colocado na máquina de injeção Programat EP 5000 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Figura 2). O processo de injeção iniciou-se com o aquecimento

do lingote de cerâmica a 700°C, durante 25 minutos, seguindo-se a injeção desta para o espaço no interior do cilindro de revestimento durante 5 minutos. Após terminada a injeção, o anel de revestimento foi removido da máquina de injeção e deixado arrefecer à temperatura ambiente durante cerca de uma hora.



Figura 2: Inserção do lingote de cerâmica no cilindro de revestimento e a Máquina de Injeção Programmat EP 5000

Para remoção do revestimento e individualização da cerâmica foi usado um jacto de óxido de alumínio de 100 μ e com pressão de 2 bar (Figura 3).

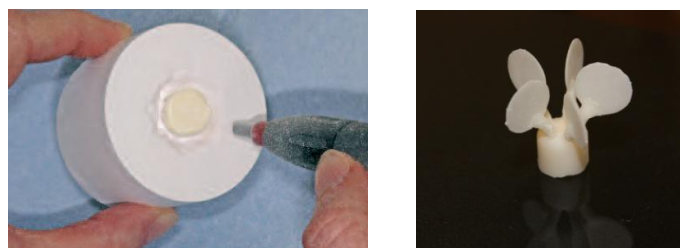


Figura 3: Desinclusão da cerâmica usando jacto de óxido de alumínio e os discos obtidos

Os discos de cerâmica foram separados dos canais de alimentação com broca diamantada em turbina com irrigação. Deste modo procurou-se evitar o aquecimento dos discos e consequente risco de criação de microfraturas. Estes foram finalmente polidos com lixas de água de grão progressivamente mais fino (200 a 600) de maneira a obter uma espessura final de 0,6 mm. A espessura dos espécimes foi controlada com uma craveira digital (Digimatic Caliper, nº série 500-120, Mitutoyo, Japão)

Realização dos espécimes de resina

Os espécimes foram preparados a partir de um molde com 5 mm de diâmetro. O molde foi aplicado sobre uma superfície dentinária média de um molar, previamente

montado num bloco de acrílico, funcionando assim como um refletor de luz, mimetizando a fotopolimerização na clínica. Entre o espécime de cerâmica e o cimento colocou-se uma tira de acetato de maneira a evitar a adesão do cimento ao espécime também de modo a obter uma superfície plana, indispensável para a realização dos testes de microdureza (Figura 4).



Figura 4: Colocação do cimento de resina

O grupo de controlo foi realizado com o mesmo molde, sobre a mesma superfície, não tendo sido colocado espécime de cerâmica mas sim uma lamela de vidro e a polimerização foi feita diretamente, durante 60 segundos.

Cada espécime foi polimerizado com a fonte de luz selecionada durante alguns segundos, consoante os grupos descritos mais adiante.

Para este estudo foi utilizado um fotopolimerizador de díodos emissores de luz (LED) (bluephase 20i, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) (figura 5.A). Previamente à realização dos espécimes, a intensidade foi verificada com um radiómetro digital (bluephase® meter, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) (figura 5.B), sendo a intensidade de 1400 mW/cm², utilizando o modo turbo.



Figura 5: A – Fotopolimerizador bluephase® 20i; B – Radiómetro bluephase® meter

Foram realizados espécimes de cimento de resina por grupo (n=5), usando o cimento Variolink®II base, cor transparente (Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) (Figura 6).



Figura 6: Cimento de resina Variolink®II

A combinação das duas variáveis, tempo de exposição e tipo de cerâmica levou a 8 grupos. Adicionalmente foi realizado um grupo de controlo de polimerização direta. Todos os grupos com um n= 5.

A distribuição dos grupos encontra-se descrita na Figura 7.

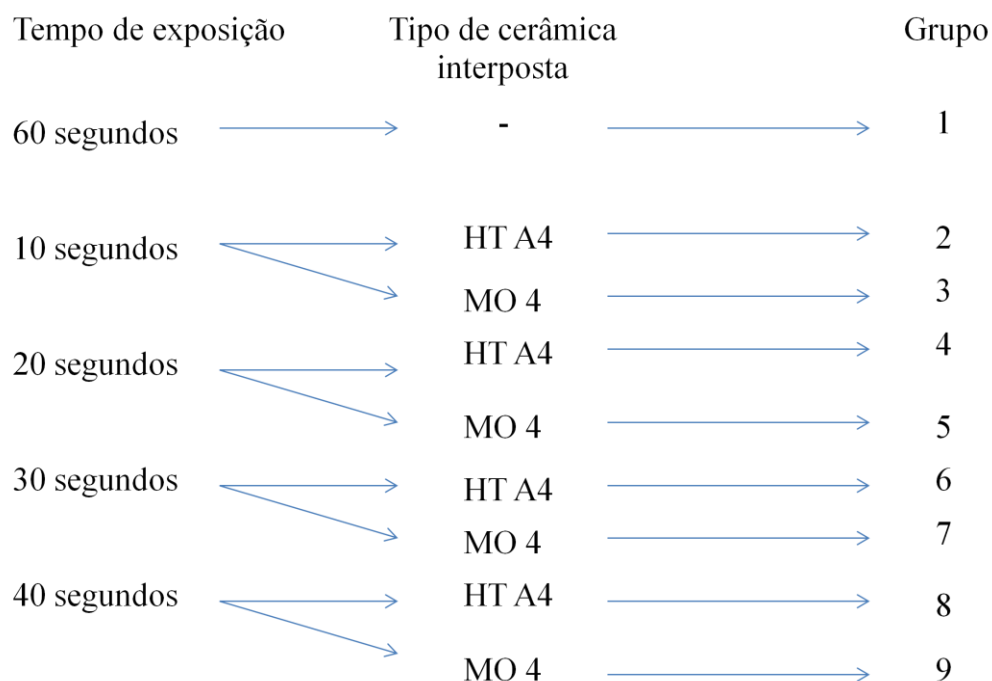


Figura 7: Distribuição dos grupos Segundo o tempo de exposição e o tipo de cerâmica interposta

Avaliação da microdureza

Imediatamente após a realização de cada espécime foi avaliada a microdureza. Os testes de microdureza Knoop foram efetuados com um microdurómetro (Duramin 5, Struers AVS, Ballerup, Dinamarca) (figura 8), com um tempo de indentação de 5 segundos e uma carga de 98,12 *mN*, que equivale a aproximadamente 9,99 *gf*. Realizaram-se cinco indentações em cada espécime, respeitando a mesma distância entre elas.



Figura 8: Microdurómetro
Duramin 5

Após a remoção de carga, realizou-se a medição da maior diagonal da indentação deixada na superfície do cimento de resina (figura 9). Ao realizar a medição, obteve-se imediatamente através do *software* associado ao microdurómetro o número de dureza Knoop (KHN), ou seja, o valor de microdureza de cada indentação. $KHN = 14,229 P/d^2$, onde P = carga aplicada em *kg/f* e d = comprimento da maior diagonal em micrómetros.



Figura 9: Medição da maior diagonal da
indentação deixada na superfície do
cimento de resina

Análise da transmissão de luz

Realizou-se a medição da quantidade de luz que passa através dos diferentes tipos de cerâmica, com o radiómetro digital referido anteriormente (figura 5.B). Foi colocado o espécime de cerâmica entre o radiómetro e a ponta da unidade de fotopolimerização, como mostra a figura 10, sendo efetuadas 5 medições em cada espécime (n=5) e calculado o valor médio.



Figura 10: Radiómetro digital com cerâmica interposta para registo da transmissão de luz.

Análise estatística

Os dados obtidos foram inseridos numa base de dados e analisados estatisticamente com uma aplicação informática – SPSS for Windows®, versão 17 (SPSS Inc., Chicago, USA). Foi efetuada a análise estatística descritiva dos valores de microdureza. Para cada grupo experimental foi calculada a média, desvio padrão, mediana, valor máximo, valor mínimo e *ratio*. O teste de Shapiro-Wilk foi utilizado para avaliação da normalidade e o teste de Levene para análise da homogeneidade de variâncias de forma a avaliar a possibilidade de utilização de testes estatísticos paramétricos.

Os valores de microdureza foram tratados com uma análise de multivariância de duas dimensões (ANOVA). Como variáveis independentes - tempo de exposição e a translucidez - e a variável dependente - microdureza do cimento resinoso.

O nível de significância estatística foi fixado em 5 %.

Resultados

A tabela 1 apresenta os valores médios, desvio padrão, valor máximo, valor mínimo, mediana e *ratio* (%) de microdureza Knoop por cada tempo de fotopolimerização e tipo de cerâmica interposta.

Tempo de exposição	Tipo de cerâmica	Microdureza Knoop	
10 segundos	HT 4	Média	6,95
		Desvio Padrão	1,21
		Valor Máximo	7,94
		Valor Mínimo	5,14
		Mediana	7,62
		<i>Ratio</i>	41,10
		N	5
	MO 4	Média	6,31
		Desvio Padrão	0,69
		Valor Máximo	7,24
		Valor Mínimo	5,36
		Mediana	6,26
		<i>Ratio</i>	37,34
		N	5
	Total	Média	6,63
		Desvio Padrão	0,99
		Valor Máximo	7,94
		Valor Mínimo	5,14
		Mediana	6,45
		<i>Ratio</i>	39,22
		N	10
20 segundos	HT 4	Média	8,74
		Desvio Padrão	0,99
		Valor Máximo	9,94
		Valor Mínimo	7,66
		Mediana	9,16
		<i>Ratio</i>	51,73
		N	5
	MO 4	Média	9,90
		Desvio Padrão	1,68
		Valor Máximo	12,54
		Valor Mínimo	8,58
		Mediana	9,2
		<i>Ratio</i>	58,54
		N	5
	Total	Média	9,32
		Desvio Padrão	1,43

30 segundos		Valor Máximo	12,54
		Valor Mínimo	7,66
		Mediana	9,17
		<i>Ratio</i>	55,13
		N	10
	HT 4	Média	9,52
		Desvio Padrão	1,12
		Valor Máximo	10,84
		Valor Mínimo	8,14
		Mediana	9,16
		<i>Ratio</i>	56,32
		N	5
	MO 4	Média	10,83
		Desvio Padrão	2,32
		Valor Máximo	14,42
		Valor Mínimo	7,92
		Mediana	10,64
		<i>Ratio</i>	64,08
		N	5
	Total	Média	10,18
		Desvio Padrão	1,85
		Valor Máximo	14,42
		Valor Mínimo	7,92
		Mediana	10,43
		<i>Ratio</i>	60,20
		N	10
40 segundos	HT 4	Média	12,69
		Desvio Padrão	2,15
		Valor Máximo	15,58
		Valor Mínimo	10,22
		Mediana	12,76
		<i>Ratio</i>	75,06
		N	5
	MO 4	Média	13,25
		Desvio Padrão	2,69
		Valor Máximo	16,16
		Valor Mínimo	9,34
		Mediana	13,96
		<i>Ratio</i>	78,40
		N	5
	Total	Média	12,97
		Desvio Padrão	2,32
		Valor Máximo	16,16
		Valor Mínimo	9,34
		Mediana	13,3

60 segundos	-	<i>Ratio</i>	76,73
		N	10
		Média	16,90
		Desvio Padrão	3,45
		Valor Máximo	19,06
		Valor Mínimo	10,78
		Mediana	18,12
		N	5

Tabela 1: Estatística descritiva dos valores de microdureza Knoop (KHN).

A tabela 2 apresenta os valores médios, desvio-padrão, valor máximo, valor mínimo, mediana, consoante o tipo de cerâmica interposta de transmitância.

Tipo de cerâmica	Transmissão de luz	
HT A4	Média	474
	Desvio Padrão	28,81
	Valor máximo	510
	Valor mínimo	430
	Mediana	480
	N	5
MO 4	Média	396
	Desvio Padrão	18,17
	Valor máximo	420
	Valor mínimo	380
	Mediana	390
	N	5

Tabela 2: Estatística descritiva dos valores de transmissão de luz (mW/cm²)

A figura 11 apresenta os valores médios (desvio padrão) de microdureza Knoop dos espécimes, para cada tempo de polimerização, a partir dos valores obtidos representados na tabela anterior.

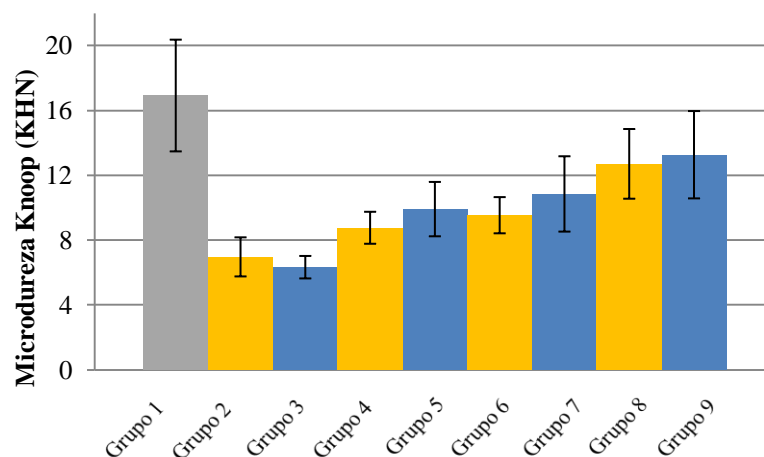


Figura 11: Valores médios (desvio padrão) de microdureza Knoop (KHN) para os diferentes tempos de exposição e diferentes tipos de cerâmica interposta. **Grupo 1:** Exposição 60 segundos, sem interposição de cerâmica; **Grupo 2:** Exposição 10 segundos, cerâmica HT A4; **Grupo 3:** Exposição 10 segundos, cerâmica MO 4; **Grupo 4:** Exposição 20 segundos, cerâmica HT A4; **Grupo 5:** Exposição 20 segundos, cerâmica MO 4; **Grupo 6:** Exposição 30 segundos, cerâmica HT A4; **Grupo 7:** Exposição 30 segundos, cerâmica MO 4; **Grupo 8:** Exposição 40 segundos, cerâmica HT A4; **Grupo 9:** Exposição 40 segundos, cerâmica MO 4

Os valores médios de microdureza variam entre 6,312 e 16,904 KHN (se considerado o grupo controlo). O grupo experimental que apresentou um maior valor absoluto de microdureza foi o grupo 9 (cerâmica MO4 e tempo de fotopolimerização de 40 segundos). Por sua vez, o valor mais baixo foi registado no grupo 3 (cerâmica MO4 e tempo de fotopolimerização de 10 segundos)

Verificados os pressupostos da normalidade pelo teste de Shapiro-Wilk ($p \geq 0,05$; Tabela A 13 em anexo) e da homocedasticidade de variâncias pelo teste de Levene ($p \geq 0,05$; Tabela A 14 em anexo), aplicou-se um teste ANOVA de duas dimensões (translucidez da cerâmica e tempo de fotopolimerização) e uma variável dependente (microdureza Knoop nos espécimes). Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$) nos tempos de fotopolimerização, mas não foram encontradas

diferenças ($p \geq 0,05$) na translucidez das cerâmicas e não foi registada qualquer interação entre os fatores estudados.

Fonte de variação	GL	SQ	QM	Valor F	Valor P
Tempo de exposição	3	204,669	68,223	22,503	0,000*
Tipo de cerâmica	1	3,576	3,576	1,18	0,286
Tempo de exposição * Tipo de cerâmica	3	5,852	1,951	0,643	0,593
Residual	32	97,013	3,032		

GL - Graus de liberdade; SQ - Soma de quadrados tipo III; QM - Quadrado Médio; * - $P < 0,05$.

Tabela 3: Análise de multivariância (ANOVA) com uma variável dependente (microdureza Knoop) e duas variáveis independentes (translucidez da cerâmica e tempo de exposição)

Foram efectuadas testes de comparações múltiplas, segundo o método de Tukey (tabelas em anexo), à variável tempo de exposição que apresentou $P < 0,05$. A figura 12 apresenta os valores médios (desvio padrão) de microdureza Knoop para cada tempo de fotopolimerização.

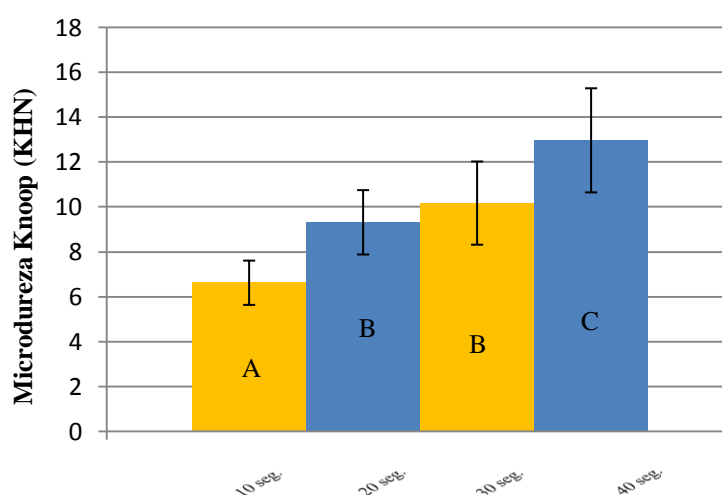


Figura 12: Valores médios (desvio padrão) de microdureza Knoop (KHN), comparando os diferentes tempos de exposição, independentemente do tipo de cerâmica interposta. Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significativas entre grupos

Em relação à análise de microdureza dos espécimes, o grupo com tempo de fotopolimerização de 40 segundos apresentou valores de microdureza estatisticamente superiores aos restantes grupos ($p < 0,05$). Nas comparações entre os grupos de tempos de fotopolimerização de 20 e 30 segundos, os respetivos valores não apresentaram diferenças estatisticamente significativas ($p \geq 0,05$). O grupo de tempo de fotopolimerização de 10 segundos foi o que obteve valores de microdureza estatisticamente inferiores.

Discussão

Neste estudo avaliou-se a influência da translucidez de cerâmicas de dissilicato de lítio e dos tempos de fotopolimerização na polimerização de um cimento de resina, através dos valores absolutos de microdureza de Knoop nos espécimes.

Restaurações totalmente em cerâmica quimicamente aderidas são populares entre clínicos e pacientes devido à sua estética superior, à transmissão difusa e à reflexão de luz que mimetizam a profundidade de translucidez e cor do dente natural. Assim, as facetas de cerâmica têm-se tornado populares devido aos avanços estéticos. No entanto, o sucesso clínico destas restaurações requer que estas sejam quimicamente aderidas aos dentes naturais com altas forças, baixa solubilidade e uma fina camada de adesivo, comumente em resina e fotopolimerizada. Implicitamente a isto, é requerido que o cimento de resina seja completamente polimerizado durante um período aceitável de tempo (Ruyter e Oyased 1982; Rueggeberg e Craig 1998).

A eficácia da polimerização pode ser avaliada por métodos diretos, determinando o grau de conversão, e por métodos indiretos. Os métodos diretos incluem a espectroscopia por infravermelhos (Ferracane 1985; Ferracane e Greener 1986) e a espectroscopia Raman (Emami e Soderholm 2003; Rode Kawako e Turbino 2007), já os métodos indiretos, os mais utilizados são a remoção manual por raspagem do material não polimerizado (*scrape-back lenght*) ou os testes de microdureza (Ferracane 1985; Ferracane e Greener 1986). Apesar de demonstrado que os métodos diretos são mais precisos, os testes de microdureza, Vickers e Knoop, são muito mais simples e menos dispendiosos, apresentando também uma boa correlação com o grau de conversão (DeWald e Ferracane 1987; Bouschlicher, Rueggeberg e Wilson 2004; Rode, Kawako e Turbino 2007).

Existem estudos que comprovam que existe uma correlação linear entre os métodos Vickers e Knoop (Hofmann, et al. 2000; Poskus, Placido e Cardoso 2004), no entanto, o teste de microdureza Knoop parece ser o mais apropriado para avaliar materiais poliméricos, ou seja, resinas compostas, uma vez que, segundo Souza (Souza 1982), diminui o efeito de recuperação elástico característico destes materiais.

Neste estudo, foi utilizado um dente natural como material refletor da radiação luminosa do fotopolimerizador, pois parece ser a maneira mais correta de reproduzir a

realidade clínica (Portugal 2008), uma vez que a reflexão da luz do fotopolimerizador na estrutura dentária remanescente pode influenciar a reação de polimerização das resinas compostas. (de Jong, et al. 2007)

Neste estudo foi usado apenas a base e não o catalisador do cimento de resina, isto porque estudos demonstraram que cimentos de resina de polimerização química ou polimerização dupla sofrem alterações significativas na cor após processos de envelhecimento acelerado (Alexander e Barghi 2004; Nathanson e Bansar 2002; Noie, O'keefe e Powers 1995; Lu e Powers 2004), isto porque, as aminas alifáticas não aromáticas usadas nos cimentos fotopolimerizáveis são mais resistentes às alterações cromáticas do que as aminas aromáticas utilizadas nas resinas de polimerização química (Lu e Powers 2004).

Os discos de cerâmica foram utilizados com a intenção de simular a situação clínica, visto que os cimentos são utilizados debaixo da restauração, levando esta a alguma atenuação da luz (Meng, Yoshida e Atsuta 2008; Blackman, Barghi e Duke 1990; Koch et al. 2007; Meng, Yoshida e Atsuta 2006; Dias, et al 2008). Neste pressuposto, foram utilizados discos de cerâmica opacas e translúcidas para simular duas situações clínicas. A primeira, de dentes severamente pigmentados e que requerem a utilização de cerâmicas opacas para “mascarar” dentes escurecidos. A segunda, de dentes em que a cor está suavemente alterada, podendo ser utilizadas cerâmicas translúcidas.

Quando a luz atinge o material de restauração, parte é transmitida através do material, parte é absorvida e parte é refletida pela superfície. Quanto maior a transmissão de luz do material de restauração indireto, maior a quantidade de luz que atingirá o cimento de resina e maior será o seu grau de conversão (Pick, et al. 2010). A intensidade recomendada ISO para unidades de polimerização é de 300 mW/cm² (Fan, et al. 2002), visto que, foi constatado que as unidades de polimerização com uma intensidade de 300 mW/cm² parecem ser eficazes na polimerização da maioria das resinas, quando tempos de polimerização apropriados são utilizados, o que, em alguns casos, são tempos mais longos do que o recomendado pelos fabricantes, isto porque a quantidade de luz que atinge o cimento é reduzida drasticamente quando a luz é

transmitida através de uma restauração em cerâmica, devido à absorção, reflexão e transmissão (Rueggerberg e Caughman 1993).

Os testes de microdureza foram realizados imediatamente após a fotopolimerização porque a maioria da polimerização ocorre durante os primeiros dez a quinze minutos após a exposição à luz (Eliades, Vougiouklakis e Caputo 1987; Leung, Fan e Jonhston 1983) e o grau de conversão inicial obtido é um fator altamente influenciável no processo de polimerização final de materiais fotopolimerizáveis ou ativados por mecanismo *dual* (Rueggerberg e Caughman 1993). No entanto, existem estudos em que se aplica um período de armazenamento de vinte e quatro horas, o que pode justificar os menores valores de microdureza no presente estudo, comparativamente aos estudos onde é feito o armazenamento.

Em estudos recentes (Ilie e Hickel 2008; Archegas, et al. 2012), quanto maior o tempo de exposição maior a microdureza do cimento. Os mesmos resultados foram encontrados no presente estudo. No entanto, num dos estudos (Archegas, et al. 2012), foi também analisada a influência da translucidez no grau de conversão do cimento e os autores concluíram que quando interposta cerâmica translúcida o valor de microdureza foi significativamente mais alto, que seria o expectável também neste estudo. Esta diferença nos estudos pode ser justificada com as diferentes espessuras de discos de cerâmicas utilizadas. Como já foi referido anteriormente, a espessura da cerâmica influencia a microdureza do cimento de resina (Rasetto, et al. 2004; Soares, da Silva e Fonseca 2006; Meng, Yoshida e Atsuta 2008) e a espessura utilizada no presente estudo foi de 0,6mm e no outro estudo (Archegas, et al. 2012), de 1mm. Também a unidade de polimerização difere, a unidade utilizada neste estudo (Archegas, et al. 2012) tem uma intensidade de 550 mW/cm² e a do presente estudo de 1400 mW/cm². Após a análise de transmissão de luz nos diferentes tipos de cerâmica, verificou-se que a diferença é pouco significativa, provavelmente associado ao facto de a espessura dos espécimes de cerâmica ser muito pequena.

A análise de resultados obtidos revelou que quanto maior o tempo de fotopolimerização maior o grau de conversão do cimento de resina e que a translucidez e a opacidade não afectam o grau de polimerização do cimento de resina.

Assim, a primeira hipótese nula foi rejeitada e a segunda hipótese nula aceite, uma vez que a polimerização é influenciada pelo tempo de fotopolimerização e não é influenciada pela translucidez da cerâmica.

Quanto aos tempos de fotopolimerização seria interessante prolongá-los, visto que com interposição de cerâmica aos 40 segundos através do cálculo de *ratios*, o cimento atingiu 77% do grau de polimerização comparativamente ao grupo de controlo e seria interessante verificar se com o aumento do tempo de fotopolimerização se haveria um aumento no *ratio*.

Conclusões

Os resultados obtidos neste estudo permitem concluir que:

1. O tempo de fotopolimerização influencia o grau de polimerização de cimentos de resina através de cerâmicas de dissilicato de lítio.
2. A translucidez não tem influência no grau de polimerização do cimento de resina através de cerâmicas de dissilicato de lítio.

Referências Bibliográficas

1. Alexander, C., e N. Barghi. (2004). “Color stability and microhardness of four luting resins.” *82nd General Session IADR/AADR. Abstract 2672*.
2. Anusavice, Kenneth J. (2013) *Phillip's Science of Dental Materials*. Elsevier.
3. Archegas, LRP., DB. de Menezes Caldas, RN. Rached, P. Soares, e EM. Souza. (2012). “Effect of Ceramic Veneer Opacity and Exposure Time on the Polymerization Efficiency of Resin Cements.” *Operative Dentistry*, 37(2):281-9.
4. Asmussen, E. (1982). “Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers.” *Scand J Dent Res* 90: 490-6.
5. Bayne, SC. (2005). “Dental biomaterials: where are we and where are we going?” *J Dent Educ*, 571-85.
6. Blackman, R., N. Barghi, e E. Duke. (1990). “Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement.” *Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(3) 295-300.
7. Bouschlicher, MR., FA. Rueggeberg, e BM. Wilson. (2004). “Correlation of bottom-to-top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions.” *Oper Dent* 29: 698-704.
8. Chan, KC., e DB. Boyer. (1989). “Curing light-activated composite cement through porcelain.” *J Dent Res* 68: 476-80.
9. Christensen, GJ. (1999). “Porcelain-fused-to-metal vs. nonmetal crowns.” *J Am Dent Assoc* 130: 409-11.
10. Cook, WD. (1982). “Spectral distributions of dental photopolymerization sources.” *J Dent Res*, 1436-38.
11. de Jong, LC. Opdam, NJ. Bronkhorst, EM. Roeters, JJ. Wolke, JG. Geitenbeek, B. (2007). “The effectiveness of different polymerization protocols for class II composite resin restorations.” *J Dent* 35: 513-20.
12. DeWald, JP., e JL. Ferracane. (1987). “A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light activated composites.” *J Dent Res*. 66: 727-30.
13. Dias, MC., E. Piva, RR. de Moraes, GM. Ambrosano, MA. Sinhoret, e L. Correr-Sobrinho. (2008). “UV-Vis spectrophotometric analysis and light irradiance through hot-pressed and hot-pressed-veneered glass ceramics.” *Brazilian Dental Journal*, 19(3) 197-203.
14. Eliades, GC., GJ. Vougiouklakis, e AA. Caputo. (1987). “Degree of double bond conversion in light-cured composites.” *Dental Materials*, 19-25.

15. Emami, N., e KJ. Soderholm. (2003). “How light irradiance and curing time affect monomer conversion in light-cured resin composites.” *Eur J Oral Sci* 111: 536-42.
16. Fan, PL. Schumacher, RM. Azzolin, K. Geary, R. Eichmiller, FC. (2002). “Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards.” *J Am Dent Assoc* 133: 429-34.
17. Fan, PL. Wozniak, WT. Reyes, WD. Standford, JW. (1987). “Irradiance of visible light-curing units and voltage variation effects.” *J Am Dent Assoc* 115: 442-5.
18. Ferracane, JL. (1985). “Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins.” *Dent Mater* 1: 11-4.
19. Ferracane, JL., e EH. Greener. (1986). “The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins.” *J Biomed Mater Res* 20: 121-31.
20. Fons, A., MF. Solá, A. Martínez, e J. Casas. (2001). “Clasificación actual de las cerámicas dentales.” *RCOE*, 645-56.
21. Fons-Font, A., MF. Solá-Ruiz, M. Granell-Ruiz, C. Labaig-Rueda, e A. Martínez-González. (2006). “Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers.” *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, E297-302.
22. Hekimoglu, C., N. Anil, e I. Etikan. (2000). “Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers.” *International Journal of Prosthodontics*, 13(1) 29-33.
23. Hofmann, N., B. Hugo, K. Schubert, e B. Klaiber. (2000). “Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus and hardness of photoactivated resin composites.” *Clin Oral Investig* 4: 140-7.
24. Ilie, N., e R. Hickel. (2008). “Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics.” *Dental Materials*, 24(7) 909-14.
25. Koch, A., et al. (2007). “Influence of ceramic translucency on curing efficacy of different light-curing units.” *Journal of Adhesive Dentistry*, 9(5) 449-62.
26. Leinfelder, KF., e JE. Lemons. (1988). “Porcelain. Clinical Restorative Materials and Techniques.” Philadelphia, 1988.
27. Leung, RL., PL. Fan, e WM. Jonhston. (1983). “Post-irradiation polymerization of visible light-activated composite resin.” *Journal of Dental Research*, 363-5.

28. Linden, JJ., EJ. Swift, e DB. Boyer. (1991). "Photo-activation of resin cements through porcelain veneers." *Journal of Dental Research*, 70(2) 154-7.
29. Lu, H., A. Mehmood, A. Chow, e JM. Powers. (2005). "Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents." *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 549-54.
30. Lu, H., e JM. Powers. (2004). "Color stability of resin cements after accelerated aging." *Am J Dent*, 354-8.
31. Malament, KA., e SS. Socransky. (2001). "Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16-years. Part III: effect of luting agent and tooth or tooth substitute core structure." *J Prosthet Dent* 86: 511-9.
32. Mavropoulos, A., CB. Staudt, S. Kiliaridis, e I. Krejci. (2005) "Light curing time reduction: in vitro evaluation of new intensive light-emitting diode curing units." *Eur J Orthod*, 408-12.
33. Mclean, JW. (1980). *The Science and Art of Dental Ceramics Vol II*. Chicago: Quintessence Publ, 1980.
34. McLean, JW., e MI. Kedge. (1988). "Cerámica aluminosa de colado fraccionado para restauración con coronas y puentes." 1:76-85. Quintessence (ed esp).
35. Meng, X., K. Yoshida, e M. Atsuta. (2006). "Hardness development of dual-cured resin cements through different thickness of ceramics." *Dental Materials Journal*, 25(1) 132-7.
36. Meng, X., K. Yoshida, e M. Atsuta. (2008). "Influence of ceramic thickness on mechanical properties and polymer structure of dual-cured resin luting agents." *Dental Materials*, 24(5) 384-9.
37. Mills, RW. (1995). "Blue light emitting diodes - another method of light curing?" *Br Dental J*, 169.
38. Mills, RW., A. Uhl, GB. Blackwell, e KD. Jandt. (2002). "High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral Barcol hardness, compressive strength and radiometric." *Biomaterials*, 2955-63.
39. Mills, RW., KD. Jandt, e SH. Ashworth. (1999). "Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology." *Br Dent J*, 388-391.
40. Myers, ML., WF. Caughman, e FA. Rueggeberg. (1994). "Effect of restoration composition, shade and thickness on the cure of a photoactivated resin cement." *J Prosthodont* 3: 149-57.

41. Nathanson, D., e F. Bansar. (2002). “Color stability of resin cements - an in vitro study.” *Pract Proceed Aesthet Dent*, 449-55.
42. Noie, F., KL. O’Keefe, e JL. Powers. (1995). “Color stability of resin cements after accelerated aging.” *Int J Prosthodont*, 51-5.
43. Oden, A., M. Andersson, I. Krystek-Ondracek, e D. Magnusson. (1998). “Five year clinical evaluation of Procera All Ceram crowns.” *J prosthet Dent* 80: 450-6.
44. Oesterle LJ, Newman SM, Shelhart WC. (2001). “Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light.” *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119: 610-6.
45. O’Keefe, KL., PL. Pease, e HK. Herrin. (1991). “Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneers.” *J Prosthet Dent* 66: 434-8.
46. Peumans, M., B. Van Meerbeek, P. Lambrechts, e G. Vanherle. (2000). “Porcelain veneers: A review of the literature.” *Journal of Dentistry*, 28(3) 163-77.
47. Peutzfeldt, A., A. Sahafi, e E. Asmussen. (2000). “Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing lights.” *Dent Mater J* 16: 330-6.
48. Pick, B., CC. Gonzaga, WS. Junior, Y. Kawako, RR. Braga, e PE. Cardoso. (2010). “Influence of curing light attenuation caused by aesthetic indirect restorative materials on resin cement polymerization.” *European Journal of Dentistry*, 4(3) 314-23.
49. Portugal, J. (2008). “Efeito das condições de fotopolimerização sobre o desempenho laboratorial e clínico de um sistema adesivo ortodôntico.” Tese de Doutorado, Universidade de Lisboa.
50. Poskus, LT., E. Placido, e PE. Cardoso. (2004). “Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations.” *Dent Mater* 20: 726-32.
51. Price, RB., CA. Felix, e P. Andreou. (2005). “Knoop hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights.” *Biomaterials*, 2631-41.
52. Pröbster, L. (1998). “ El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Un compendio histórico (I).” 11:515-9. Quintessence (ed. Esp.).
53. Rasetto, FH., CF. Driscoll, V. Prestipino, R. Masri, e JA. von Fraunhofer. (2004). “Light transmission through all-ceramic dental materials: A pilot study.” *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 441-6.

54. Rode, KM., Y. Kawano, e ML. Turbino. (2007). "Evaluation of curing light distance on resin composite microhardness and polymerization." *Oper Dent* 32: 571-78.
55. Rosentiel, SF., MF. Land, e BJ. Crispin. (1998). "Dental luting agent: a review of the current literature." *J Prosthet Dent* 80: 280-301.
56. Rueggeberg, F. (1999). "Contemporary issues in photocuring." *Compend Contin Educ Dent Suppl*, 15.
57. Rueggeberg, FA., e RG. Craig. (1998). "Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite." *J Dent Res* 67: 932-7.
58. Rueggerberg, FA., e WF. Caughman. (1993). "The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements." *Operative Dentistry*, 48-55.
59. Ruyter, IE., e H. Oyased. (1982). "Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials." *Acta Odontol Scand* 40: 179-92.
60. Soares, CJ., NR. da Silva, e RB. Fonseca. (2006). "Influence of the feldspathic ceramic thickness and shade on the microhardness of dual resin cement." *Operative Dentistry*, 31(3) 384-9.
61. Souza, SA. (1982). *Ensaio mecânicos de materiais metálicos. Fundamentos teóricos e práticos*. São Paulo: Edgard Blucher.
62. Touati, B., e P. Miara. (1993). "Light transmission in bonded ceramic restorations." *J Esthet Dent* 5: 11-8.
63. Uctasli, S., U. Hasanreisoglu, e HJ. Wilson. (1994). "The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements." *Journal of Oral Rehabilitation*, 21(5) 565-75.
64. Uhl, A., BW. Sigusch, e KD. Jandt. (2004). "Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials." *Dent Mater*, 80-7.
65. Watanabe K, Ohnishi E, Kaneshima T, Mine A, Yatani H. (2002). "Porcelain veneer bonding to enamel with plasma arc light curing." *Dent Mater J* 21: 61-8.
66. Wendl, B., e H. Droschl. (2004). "A comparative in vitro study of the strenght of directly bonded brackets using diferent curing techniques." *Eur J Orthod*, 535-44.

Anexo A – Tabelas

Tabela A 1: Matérias utilizadas na realização dos discos de cerâmica

Nome comercial	Fabricante	País	Lote	Validade
IPS e.max®Press HT A4	Ivoclar Vivadent	Liechtenstein	MM0126	-
IPS e.max®Press MO 4	Ivoclar Vivadent	Liechtenstein	320934	-
Duralay Reliance	Dental Mfg.Co	USA		-
Waschdraht-rund	Dentaurum	Alemanha		-
IPS PressVest Speed Líquido	Ivoclar Vivadent	Liechtenstein	ML3037	2013.10
IPS PressVest (Revestimento)	Ivoclar Vivadent	Liechtenstein	NL3065	2013.12

Tabela A 2: Valores absolutos de microdureza Grupo 1

Grupo 1						Média
Polimerização direta	18,8	18,8	22,2	17,0	18,5	19,06
	14,3	8,3	10,8	10,1	10,4	10,78
	18,1	20,6	17,9	16,6	17,4	18,12
	18,6	19,3	17,1	18,2	17,0	18,04
	18,6	18,4	19,2	19,4	17,0	18,52
						16,90

Tabela A 3: Valores absolutos de microdureza Grupo 2

Grupo 2						Média
Cerâmica HT A4 - 10 segundos de exposição	7,6	7,4	7,7	7,4	8,0	7,62
	5,8	6,3	6,3	6,5	6,5	6,28
	7,4	8,0	8,1	7,6	7,7	7,76
	8,3	7,6	8,2	8,0	7,6	7,94
	4,6	5,7	6,0	4,9	4,5	5,14
						6,95

Tabela A 4: Valores absolutos de microdureza Grupo 3

Grupo 3						Média
Cerâmica MO 4 - 10 segundos de exposição	5,3	5,7	4,9	5,8	5,1	5,36
	6,2	6,1	6,1	6,2	5,8	6,08
	6,4	7,7	6,1	6,5	6,4	6,62
	6,2	6,2	6,3	6,0	6,6	6,26
	7,1	7,2	6,9	7,9	7,1	7,24
						6,31

Tabela A 5: Valores absolutos de microdureza Grupo 4

Grupo 4						Média
Cerâmica HT A4 - 20 segundos de exposição	7,5	7,7	7,3	8,0	7,8	7,66
	7,8	7,8	7,8	8	7,5	7,78
	8,7	9,4	8,4	10,4	9,0	9,18
	10,9	9	9,6	10,9	9,3	9,94
	8,6	9,1	9,9	8,5	9,7	9,16
						8,74

Tabela A 6: Valores absolutos de microdureza Grupo 5

Grupo 5						Média
Cerâmica MO 4 - 20 segundos de exposição	8,3	8,5	8,6	8,5	9,0	8,58
	8,2	8,0	8,3	9,4	9,2	8,62
	9,8	8,9	9,4	8,3	9,6	9,2
	10,2	10,8	11,3	10,4	10,7	10,54
	12,5	12,9	12,9	12,4	12,0	12,54
						9,90

Tabela A 7: Valores absolutos de microdureza Grupo 6

Grupo 6						Média
Cerâmica HT A4 - 30 segundos de exposição	9,3	8,3	7,8	7,7	7,6	8,14
	8,2	8,8	8,9	9,0	10,0	8,98
	9,2	9,3	8,4	9,6	9,3	9,16
	9,5	9,4	10,1	10,6	12,8	10,48
	10,6	11,7	10,9	10,7	10,3	10,84
						9,52

Tabela A 8: Valores absolutos de microdureza Grupo 7

Grupo 7						Média
Cerâmica MO 4 - 30 segundos de exposição	7,1	8,3	7,9	7,5	8,8	7,92
	9,4	9,6	11,0	9,3	12,6	10,38
	10,4	10,4	11,5	10,9	10,0	10,64
	10,4	9,8	9,1	11,8	12,9	10,8
	14,6	14,6	14,8	14,6	13,5	14,42
						10,83

Tabela A 9: Valores absolutos de microdureza Grupo 8

Grupo 8						Média
Cerâmica HT A4 - 40 segundos de exposição	7,5	12,0	11,5	11,7	12,5	11,04
	9,2	9,8	11,4	10,5	10,2	10,22
	12,7	11,7	14,2	12,7	12,5	12,76
	15,0	15,0	16,4	14,8	16,7	15,58
	13,9	13,1	14,7	13,0	14,5	13,84
						12,69

Tabela A 10: Valores absolutos de microdureza Grupo 9

Grupo 9						Média
Cerâmica MO 4 - 40 segundos de exposição	8,4	9,3	9,5	9,4	10,1	9,34
	8,0	12,7	12,3	12,7	13,6	11,86
	12,8	13,9	13,7	14,2	15,2	13,96
	17,0	14,6	15,2	18,8	15,2	16,16
	14,1	14,6	16,2	14,0	15,8	14,94
						13,25

Tabela A 11: Valores absolutos de transmissão de luz cerâmica HT A4

Transmitância	
Cerâmica HT A4 valores absolutos	510
	470
	480
	480
	430
Média	474

Tabela A 12: Valores absolutos de transmissão de luz cerâmica MO 4

Transmitância	
Cerâmica MO 4 valores absolutos	380
	410
	420
	390
	380
Média	396

Tabela A 13: Teste de Shapiro-Wilk para avaliação da normalidade

Tests of Normality						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
microdureza	,111	40	,200	,957	40	,137

*. This is a lower bound of the true significance.

a. Lilliefors Significance Correction

Tabela A 14: Teste de Levene para avaliação da homogeneidade de variâncias

Levene's Test of Equality of Error Variances ^a			
Dependent Variable: microdureza			
F	df1	df2	Sig.
1,519	7	32	,196

Tests the null hypothesis that the error variance of the dependent variable is equal across groups.

Tabela A 15: Teste post-hoc pelo método de Tukey para os valores de microdureza

microdureza					
		N	Subset		
			1	2	3
Student-Newman-Keuls ^{a,b}	tempo exposição				
	10 seg	10	6,6300		
	20 seg	10		9,3200	
	30 seg	10		10,1760	
	40 seg	10			12,9700
	Sig.		1,000	,280	1,000
Tukey HSD ^{a,b}	10 seg	10	6,6300		
	20 seg	10		9,3200	
	30 seg	10		10,1760	
	40 seg	10			12,9700
		Sig.		1,000	,693

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

Based on observed means.

The error term is Mean Square(Error) = 3,032.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 10,000.

b. Alpha =

Anexo B – Figuras

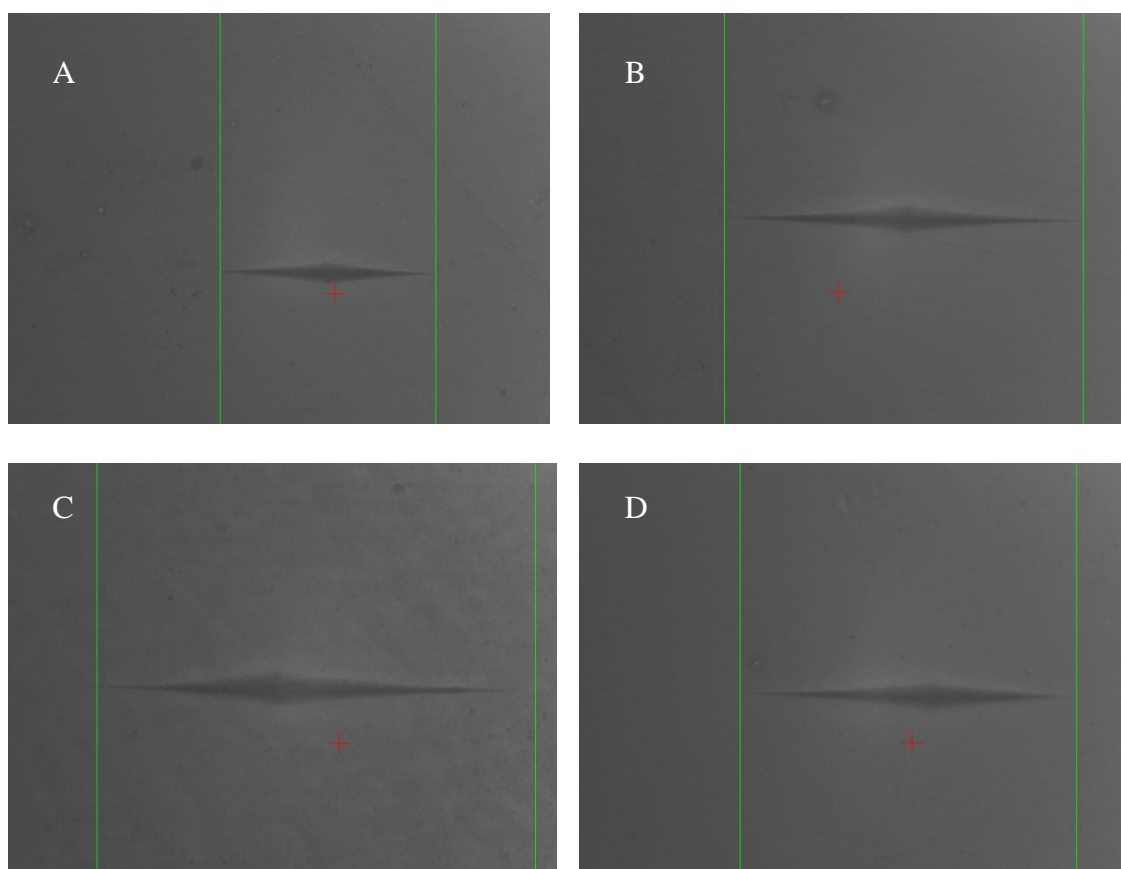


Figura B 1: Imagem de microscopia ótica com ampliação 40x (Duramin 5, Struers AVS) do cimento de resina após diferentes tempos de exposição e diferentes tipos de cerâmica interposta. A – grupo controle; B – Cerâmica HT A4 e 10 segundos de exposição; C – Cerâmica MO 4 e 10 segundos de exposição; D – Cerâmica HT A4 e 20 segundos de exposição.